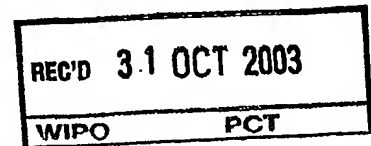


24. 10. 03



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 52 662.1

Anmeldetag: 11. November 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Intellectual Property & Standards GmbH,
Hamburg/DE

(vormals: Philips Corporate Intellectual Property
GmbH)


Bezeichnung: Computertomographie-Verfahren mit kohärenten
Streustrahlen Computertomograph

IPC: A 61 B 6/03

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 23. September 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)


Erosig



PHDE020257

BESCHREIBUNG

Computertomographie-Verfahren mit kohärenten Streustrahlen und Computertomograph

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein Untersuchungs-
bereich entlang einer kreisförmigen Trajektorie von einem fächerförmigen Strahlenbündel
5 durchstrahlt wird und eine Detektoreinheit Primärstrahlung und im Untersuchungsbe-
reich kohärent gestreute Strahlen erfasst. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen
Computertomographen zur Durchführung dieses Verfahrens sowie auf ein Computerpro-
gramm zur Steuerung des Computertomographen.

10 In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art werden im Untersuchungsbereich ko-
härent gestreute Strahlen durch eine Detektoreinheit gemessen, wobei aus diesen Mess-
werten der räumliche Verlauf der Streustärke in dem Untersuchungsbereich rekonstruiert
wird. Die Rekonstruktion erfolgt dabei meist mit iterativen Verfahren basierend auf alge-
braischen Rekonstruktionstechniken (ART), bei denen eine Rekonstruktion des gesamten
15 durchstrahlten Untersuchungsbereichs notwendig ist. Eine Rekonstruktion eines Teils des
Untersuchungsbereichs ist nicht möglich. Außerdem erfordern die iterativen Verfahren
einen hohen Rechenaufwand und führen somit zu relativ langen Rekonstruktionszeiten.
Alternative Verfahren sind zweidimensionale, auf Rückprojektion basierende Rekonstruk-
tionstechniken, bei denen zwischen dem Untersuchungsbereich und der Detektoreinheit
20 so große Abstände bestehen bzw. angenommen werden, dass eine eindeutige Beziehung
zwischen dem Auftreffpunkt eines Streustrahls auf die Detektoreinheit und dem Streu-
winkel vorhanden ist. Diese Geometrie kann jedoch in medizinischen Anwendungen nicht
realisiert werden, so dass die zweidimensionale Rückprojektion nur ungenaue Ergebnisse
liefert.

25

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren, einen Computertomo-
graphen sowie ein Computerprogramm anzugeben, mit denen eine schnellere Rekonstruk-
tion der Streustärkeverteilung im Untersuchungsbereich unter Berücksichtigung der tat-
sächlichen Geometrie in medizinischen Anwendungen möglich ist.

30

Diese Aufgabe wird in verfahrensmäßiger Hinsicht erfindungsgemäß durch ein Computertomographie-Verfahren gelöst mit den Schritten

- 5 - Erzeugen eines Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenfächers mit einer Strahlenquelle und einer Blenden-Anordnung, die sich zwischen dem Untersuchungsbereich und der Strahlenquelle befindet,
 - 10 - Erzeugen von Relativbewegungen zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse umfassen,
 - Akquisition von Messwerten, die abhängig von der Intensität der Strahlung sind, mit einer Detektoreinheit, die Primärstrahlung aus dem Strahlenfächer und in dem Untersuchungsbereich bzw. an dem Objekt kohärent gestreute Strahlung erfasst, während der Relativbewegungen,
 - 15 - Rekonstruktion eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs aus den Messwerten, wobei eine Rückprojektion in einem Volumen, das durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und einen Wellenvektorübertrag aufgespannt ist, durchgeführt wird.
- 20 Die Streustärke hängt nicht allein vom Material, sondern auch von dem Streuwinkel und der Wellenlänge der Strahlung ab. Eine Rückprojektion in einem Volumen, das durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und einen Wellenvektorübertrag aufgespannt ist, hat dagegen den Vorteil, dass die so parametrisierte Streustärke nur noch vom Streumaterial abhängig ist, da nämlich der Wellenvektorübertrag bekanntlich proportional zum Produkt aus der inversen Wellenlänge und dem Sinus des halben Streuwinkels ist. Der Streuwinkel ist hierbei der Winkel, den der Verlauf des gestreuten Strahls mit dem Verlauf einschließt, den der Strahl ohne den Streuprozess genommen hätte.

- 30 In dem oben genannten Volumen weisen die Streustrahlen eine gekrümmte Form auf. Die Berücksichtigung dieser gekrümmten Form der Streustrahlen bei der Rückprojektion gemäß Anspruch 2 führt zu einer verbesserten Qualität der rekonstruierten Streustärkerverteilung.

- In dem bevorzugten Rekonstruktionsverfahren gemäß Anspruch 3 werden die Messwerte vor der Rückprojektion gewichtet. Dabei berücksichtigt die Wichtung die abnehmende effektive Detektorfläche mit zunehmenden Streuwinkel und die abnehmende Strahldichte mit zunehmenden Abstand des Auftreffpunkts des gestreuten Strahles auf der Detektoreinheit vom Streuzentrum. Die effektive Detektorfläche ist die in eine Ebene senkrecht zum Verlauf des detektieren Strahles projizierte Detektorfläche. Die Wichtung im Anspruch 4 berücksichtigt die abnehmende Strahldichte mit zunehmenden Abstand der Strahlenquelle vom Streuzentrum. Die Berücksichtigung dieser Effekte führt zu einer verbesserten Qualität der rekonstruierten Streustärkeverteilung.
- 10 Anspruch 5 beschreibt ein bevorzugtes Rekonstruktionsverfahren mit einem im Vergleich zu anderen Methoden geringeren Rechenaufwand, das zu einer guten Bildqualität führt. Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 6 beschrieben.
- 15 Anspruch 7 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 6.
- Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels erläutert, wobei auf eine Zeichnung Bezug genommen wird, in der
- Fig. 1 einen Computertomographen zeigt, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren
- 20 ausführbar ist,
- Fig. 2 eine schematische Querschnittsansicht des Computertomographen nach Fig. 1 in Richtung der Rotationsachse zeigt,
- Fig. 3 ein Ablaufdiagramm einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens zeigt,
- 25 Fig. 4 eine Draufsicht auf eine Spalte von Detektorelementen zeigt,
- Fig. 5 eine schematische Darstellung der Anordnung virtueller Strahlenquellen zeigt,
- Fig. 6 eine Schnittfläche durch die Strahlen der virtuellen Strahlenquellen zeigt,
- Fig. 7 eine schematische Schnittansicht des durchstrahlten Untersuchungsbereichs und des Detektors in Richtung der Rotationsebene zeigt, und
- 30 Fig. 8 die Abhängigkeit des Betrags des Wellenvektorübertrags von dem Abstand eines Streuzentrums im Untersuchungsbereich von dem Fußpunkt des Detektors (Auftreffpunkt des Primärstrahls auf die Detektoreinheit) zeigt.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Eine Blendenanordnung 31 legt einen zur Untersuchung benutzten Strahlenfächer 41 fest, der in Fig. 1 mit durchgezogenen Linien dargestellt ist. Der Strahlenfächer 41 verläuft senkrecht zur Rotationsachse 14 und hat in deren Richtung geringe Abmessungen, beispielsweise 1 mm. Zwischen der Blendenanordnung 31 und der Strahlenquelle S kann eine zweite Blendenanordnung 32 angeordnet sein, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 42 ausblendet. Das kegelförmige Strahlenbündel 42, das ohne die Blendenanordnung 31 entstehen würde, ist durch gestrichelte Linien angedeutet.

Der Strahlenfächer 41 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein Objekt, z. B. ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht dargestellt) oder aber auch ein technisches Objekt befinden kann. Nach dem Durchserzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft der Strahlenfächer 41 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Messfläche 17, die eine Vielzahl von matrixförmig angeordneten Detektorelementen umfasst. Die Detektorelemente sind in Zeilen und Spalten angeordnet. Die Detektorspalten verlaufen parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, vorzugsweise auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S. Sie können aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Die Detektorzeilen enthalten in der Regel wesentlich mehr Detektorelemente (z.B. 1000) als die Detektorspalten (z.B. 16).

Der Strahlenfächer 41, der Untersuchungsbereich 13 und die Detektoreinheit 16 sind aneinander angepasst. In einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene sind die Abmessungen des Strahlenfächers 41 so gewählt, dass der Untersuchungsbereich 13 vollständig durchstrahlt wird, und die Länge der Zeilen der Detektoreinheit 16 ist gerade so bemessen, dass der Strahlenfächer 41 vollständig erfasst werden kann. Der Strahlenfächer trifft auf den bzw. auf die mittlere(n) Detektorzeile(n).

Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 stillstehen. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch kann mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden.

Wenn die Motoren 2 und 5 gleichzeitig laufen, beschreiben die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine helixförmige Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13. Wenn hingegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13. Im folgenden wird nur die kreisförmige Trajektorie betrachtet.

Fig. 2 zeigt, dass sich zwischen dem Untersuchungsbereich 13 und der Detektoreinheit 16 eine Kollimator-Anordnung 6, die eine Vielzahl ebener Lamellen 60 umfasst, befindet. Die Lamellen 60 bestehen aus einem die Röntgenstrahlung stark absorbierenden Material und liegen in Ebenen, die parallel zur Rotationsachse 14 verlaufen und sich im Fokus der Strahlenquelle S schneiden. Ihr Abstand kann beispielsweise 1 cm betragen, und jede Lamelle 60 kann in der Zeichenebene eine Abmessung von z.B. 20 cm haben. Durch die Kollimator-Anordnung 6 wird also der Strahlenfächer 41 in eine Anzahl von einander benachbarten Abschnitten unterteilt, so dass eine Spalte von Detektorelementen im wesentlichen nur von Primär- bzw. Streustrahlen aus einem Abschnitt getroffen wird.

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einem Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine kontaktlos arbeitende Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Der Bildverarbeitungsrechner 10 rekonstruiert die Streustärkeverteilung im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie, beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, der Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zum Bildverarbeitungsrechner 10 werden von einer Kontrolleinheit 7 gesteuert.

PHDE020257

- 6 -

In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionsrechnern zugeführt werden, die die rekonstruierten Daten z.B. über ein Glasfaserkabel an den Bildverarbeitungsrechner weiterleiten.

- 5 Fig. 3 zeigt den Ablauf einer Ausführungsform eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit. Im Schritt 103 wird die Strahlung der Strahlenquelle S eingeschaltet, so dass
10 die Detektoreinheit 16 die Primär- und die Streustrahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann. Das oder die Detektorelemente in der Mitte jeder Detektorspalte erfassen im wesentlichen die Primärstrahlung, während die Streustrahlung (Sekundärstrahlung) von den in einer Spalte weiter außen liegenden Detektorelementen erfasst wird.

15

Dies ist in Fig. 4 schematisch angedeutet, die eine Draufsicht auf eine Spalte von Detektorelementen darstellt. Die Detektorelemente 161, die die Streustrahlung erfassen, sind einfach schraffiert dargestellt, während das Detektorelement 160 im Zentrum, das die Primärstrahlung erfasst, durch ein Kreuz markiert ist. Bei anderen Strahlenquellen, insbesondere bei Strahlenquellen mit einem größeren Fokus, könnten auch mehr als ein
20 Detektorelement die Primärstrahlung erfassen. Beiderseits dieses zentralen Detektorelements befinden sich auf Grund der endlichen Abmessungen des Fokus der Strahlenquelle Detektorelemente, die von Streustrahlung, aber auch von einer (reduzierten) Primärstrahlung getroffen werden (weiße Elemente benachbart zu 160). In dieser Ausführungsform werden als Streustrahlen nur die Strahlen angesehen, die von den in der Zeichnung
25 schraffiert dargestellten Detektorelementen gemessen werden.

Die Streustärke ist unter anderem abhängig von der Energie des gestreuten Röntgenquants. Daher muss die Energie des gestreuten Röntgenquants entweder gemessen werden,
30 was voraussetzt, dass die Detektorelemente Energie auflösend messen können, oder es muss Röntgenstrahlung mit Quantenenergien aus einem möglichst kleinen Bereich (im

Idealfall monochromatische Röntgenstrahlung) verwendet werden. Um die Energiedifferenz der Röntgenquanten relativ zur ihrer Energie möglichst zu minimieren, gibt es verschiedene Möglichkeiten:

- 5 - Der Gebrauch geeigneter Filtermaterialien, z.B. Kupfer, im Primärstrahl. Dadurch wird die von einem Röntgenstrahler erzeugte weiche Röntgenstrahlung, d.h. Röntgenstrahlung mit niedriger Quantenenergie, weitgehend unterdrückt. Zusätzlich kann die Spannung einer Röntgenröhre bezüglich des gewählten Filters optimiert werden.
- 10 - Schließlich ist es möglich, die sogenannte „balanced filter“-Technik anzuwenden. Dabei werden die Daten zweimal akquiriert, wobei sich im Strahlengang jeweils Filter mit leicht voneinander abweichender Ordnungszahl befinden, deren K-Kante zur Filterung herangezogen wird. Anschließend wird das Differenzsignal aus den beiden Messungen extrahiert.
- 15 Im Schritt 105 werden die Messwerte der Streustrahlen normiert. Dabei werden die Messwerte jeder Strahlenquellenposition der gestreuten Strahlen durch die Messwerte derjenigen Primärstrahlen dividiert, die die gestreuten Strahlen verursacht haben.
- 20 Im Schritt 107 erfolgt ein Rebinning der Messwerte. Dabei wird jedem Messwert eine Linie von dem Detektorelement, an dem der Messwert detektiert worden ist, zur Strahlenquellenposition zugeordnet. Es wird also angenommen, dass Strahlen des fiktiven, kegelförmigen Strahlenbündels 42 die Messwerte verursacht haben, ohne dass die Strahlen gestreut worden wären. Durch das Rebinning werden die Messwerte nun so umsortiert, als
- 25 wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer kreisbogenförmigen Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren kann) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen virtuellen Detektor) gemessen worden.

- Dies wird anhand von Fig. 5 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die kreisförmige Trajektorie
- 30 bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Mit 413 ist ein fächerförmiges Strahlenbündel bezeichnet, das von der Strahlenquellenposition S_0 ausgeht und dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltene Ebene verlaufen.

PHDE020257

- 8 -

Man kann sich das kegelförmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquellenposition S_0 emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden, die sich in der Strahlenquellenposition schneiden. Fig. 5 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 413.

Außerdem sind in Fig. 5 noch weitere Strahlenfächer 411, 412 und 414, 415 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 413 und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen S_2 , S_1 und S_1 , S_2 werden von der Strahlenquelle S eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die Strahlenquellenposition S_0 erreicht hat. Alle Strahlen in den Strahlenfächern 411 bis 415 haben denselben Projektionswinkel. Der Projektionswinkel ist der Winkel, den die Ebenen der Strahlenfächer mit einer zur Rotationsachse 14 parallelen Referenzebene einschließen.

Die Strahlenfächer 411 bis 415 definieren ein Strahlenbündel 410 mit einer zeltartigen Form. In Fig. 5 und 6 ist der Schnittbereich 420 dargestellt, der sich ergibt, wenn das Strahlenbündel 410 von einer die Rotationsachse 14 enthaltenden und zu den Ebenen der Strahlenfächer 411 bis 415 senkrechten Ebene geschnitten wird. Die beiden die Rotationsachse schneidenden Ränder des Schnittbereichs 420 sind gewölbt. Diese Wölbung ist darauf zurückzuführen, dass die Strahlenquellenpositionen in der Mitte (z.B. S_0) weiter von der Schnittebene entfernt sind als die am Rande (z.B. S_2 oder S_2) und dass die Fächer alle den gleichen Öffnungswinkel aufweisen. Für jede Gruppe von Strahlenfächern wird daher in dem ebenen Schnittbereich 420 ein rechteckiger virtueller Detektor 170 definiert, dessen Ränder 171 bzw. 172 durch die Abmessungen der äußeren Strahlenfächer 411 bzw. 415 in dem ebenen Schnittbereich gegeben sind.

In Fig. 6 sind außerdem – durch runde Punkte markiert – die Durchstoßpunkte einiger in den Strahlenfächern 411 ... 415 enthaltener Strahlen durch diesen virtuellen Detektor dargestellt. Schließlich sind durch Kreuze die Stützpunkte eines regelmäßigen kartesischen Gitters angedeutet. Die Durchstoßpunkte und die Stützpunkte fallen durchweg nicht zusammen. Aus den Messwerten für die Durchstoßpunkte müssen daher die Messwerte an den äquidistanten Stützpunkten innerhalb des virtuellen Detektors 170 ermittelt werden.

Im einzelnen ist dieses Rebinning in der DE 198 45 133 A1 beschrieben, worauf hiermit Bezug genommen wird.

5 Im Schritt 109 wird auf die aus dem Rebinning hervorgehenden Messwerte der Streustrahlen eine eindimensionale Filterung mit einem rampenförmig mit der Raumfrequenz ansteigenden Übertragungsfaktor angewandt. Dazu werden jeweils aufeinander folgende Werte in einer Richtung parallel zur Rotationsebene, also entlang einer Zeile des virtuellen Detektors, herangezogen. Diese Filterung wird entlang jeder Zeile des virtuellen Detektors für alle Projektionswinkel durchgeführt.

10 In anderen Ausführungsformen könnte auf das Rebinning verzichtet werden. Dann ist bekanntlich, da die Detektoreinheit z.B. bogenförmig um die Strahlenquelle oder um die Rotationsachse gekrümmt ist, die Filterung zu modifizieren.

15 Die gefilterten Messwerte werden anschließend zur Rekonstruktion der Streustärkeverteilung im Untersuchungsbereich durch eine Rückprojektion herangezogen.

Die Rückprojektion erfolgt dabei in einem Volumen, das durch die Vektoren \vec{x} , \vec{y} und \vec{q} aufgespannt ist, wobei die Einheitsvektoren \vec{x} und \vec{y} in der Rotationsebene liegen und horizontal bzw. vertikal orientiert sind und der Wellenvektorübertrag \vec{q} parallel zur Rotationsachse orientiert ist. In anderen Ausführungsbeispielen können statt der Vektoren \vec{x} und \vec{y} zwei andere, linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene verwendet werden. Der Betrag des Wellenvektorübertrags \vec{q} ist, wie oben bereits erwähnt, proportional zum Produkt der inversen Wellenlänge λ der gestreuten Röntgenquanten und des Sinus des halben Streuwinkels Θ :

$$q = (1/\lambda) \sin(\Theta/2). \quad (1)$$

Der Streuwinkel Θ lässt sich anhand der in Fig. 7 gezeigten Anordnung des vom Fächerstrahl 41 durchstrahlten Untersuchungsbereichs 15 und der Detektoreinheit 16 bestimmen. In dieser Figur wird, im Gegensatz zu bekannten zweidimensionalen, auf Rückprojektion basierenden Verfahren, die reale Geometrie in medizinischen Anwen-

dungen berücksichtigt. Dies führt für ein bzw. jedes Detektorelement D_i zu unterschiedlichen Streuwinkeln Θ , die gemäß folgender Gleichung berechnet werden:

$$\Theta = \arctan(a/d). \quad (2)$$

- 5 Dabei bezeichnen d den Abstand eines Streuzentrums S_i und a den Abstand des Detektorelements D_i von dem Fußpunkt 12 des Detektors.

Das Detektorelement D_i erfasst Strahlen, die im vom Fächerstrahl 41 durchstrahlten Untersuchungsbereich 15 unter den Winkeln $\Theta_1 < \Theta < \Theta_2$ gestreut werden.

10

Aus den beiden oben genannten Gleichungen ergibt sich für kleine Winkel Θ

$$q \approx a/(2d\lambda). \quad (3)$$

15

Der Betrag des Wellenvektorübertrags \bar{q} in Abhängigkeit vom Abstand d eines Streuzentrums vom Fußpunkt des Detektors hat somit einen hyperbelartigen und damit nichtlinearen Verlauf (dargestellt in Fig. 8). Daraus folgt, dass der ursprünglich gerade Verlauf der Streustrahlen im (x,y,q) -Raum gekrümmt ist. Die Rückprojektion erfolgt also entlang hyperbelartig gekrümmter Strahlen.

20

Im Schritt 111 wird ein Voxel $V(x,y,q)$ innerhalb eines vorgebbaren (x,y) - Bereiches (field of view – FOV) und innerhalb eines sich aus der Geometrie des Computertomographen ergebenden Wertebereichs des Wellenvektorübertrags \bar{q} bestimmt.

25

Im Schritt 113 werden die gefilterten Werte mit einem Gewichtungsfaktor multipliziert, der dem Kehrwert des Cosinus des Streuwinkels entspricht. Dadurch wird die abnehmende effektive Detektorfläche mit zunehmendem Streuwinkel berücksichtigt. Wenn der genannte Winkel klein ist, ist der Cosinus des Winkels praktisch stets 1, so dass diese Wichtung entfallen kann. Außerdem wird die abnehmende Strahldichte mit zunehmen-

dem Abstand des Streuzentrums, d.h. des Voxels $V(x,y,q)$, vom Auftreffpunkt des Streustrahls auf die Messfläche berücksichtigt, indem alle Messwerte für jede Strahlenquellenposition mit einem Gewichtungsfaktor multipliziert werden, der dem Quadrat des Abstandes zwischen dem Streuzentrum, an dem der zum Messwert gehörende Strahl gestreut wurde, und dem Auftreffpunkt des Streustrahls auf die Messfläche entspricht.

Wenn in anderen Ausführungsformen auf das Rebinning verzichtet wird, so ist eine zusätzliche Multiplikation der gefilterten Messwerte mit einem Gewichtungsfaktor erforderlich, der dem Kehrwert des Quadrats des Abstandes zwischen der Strahlenquellenposition und dem Streuzentrum entspricht, an dem der detektierte Strahl gestreut wurde.

Bei der Rückprojektion im Schritt 115 werden nun alle gekrümmten Strahlen herangezogen, die den Voxel $V(x,y,q)$ passieren. Passiert kein Strahl einer Strahlenquellenposition exakt die Mitte des Voxels, dann muss der zugehörige Wert durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen ermittelt werden. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl zugeordnet werden kann, bzw. der durch Interpolation gewonnene Messwert wird auf den Voxel $V(x,y,q)$ akkumuliert. Nachdem auf diese Weise für alle Strahlenquellenpositionen die Beiträge zu dem betreffenden Voxel akkumuliert worden sind, wird im Schritt 117 geprüft, ob alle Voxel in dem zu rekonstruierenden (x,y,q) - Bereich durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 111. Ansonsten ist die Streustärkeverteilung für alle Voxel in dem FOV ermittelt worden, und das Rekonstruktionsverfahren ist beendet (Schritt 119).

In anderen Ausführungsformen kann die Rückprojektion in dem durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und durch den Wellenvektorübertrag aufgespannten Volumen als Näherung entlang gerader Strahlen durchgeführt werden.

PHDE020257

- 12. -

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:
 - a) Erzeugen eines einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenfächers (41) mit einer Strahlenquelle (S) und einer Blenden-Anordnung (31), die sich zwischen dem Untersuchungsbereich (13) und der Strahlenquelle (S) befindet,
 - b) Erzeugen von Relativbewegungen zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) bzw. dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfassen,
 - c) Akquisition von Messwerten, die abhängig von der Intensität der Strahlung sind, mit einer Detektoreinheit (16), die Primärstrahlung aus dem Strahlenfächer (41) und in dem Untersuchungsbereich (13) bzw. an dem Objekt kohärent gestreute Strahlung erfasst, während der Relativbewegungen,
 - d) Rekonstruktion eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs (13) aus den Messwerten, wobei eine Rückprojektion in einem Volumen, das durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und einen Wellenvektorübertrag aufgespannt ist, durchgeführt wird.
2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei im Rekonstruktionsschritt d) die Rückprojektion entlang von Strahlen gekrümmter Form durchgeführt wird.

PHDE020257

- 13 -

3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei im Rekonstruktionsschritt d) die Messwerte vor der Rückprojektion mit einem ersten Gewichtungsfaktor, der dem Quadrat des Abstandes zwischen dem Streuzentrum, an dem der detektierte Strahl gestreut wurde, und dem Auftreffpunkt des Streustrahls auf der Detektoreinheit entspricht, und mit einem zweiten Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Cosinus des Streuwinkels entspricht, multipliziert werden.
4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 3, wobei im Rekonstruktionsschritt d) vor der Rückprojektion alle Messwerte für jede Strahlenquellenposition mit einem Gewichtungsfaktor, der dem Kehrwert des Quadrats des Abstandes zwischen der Strahlenquellenposition und dem Streuzentrum, an dem der detektierte Strahl gestreut wurde, entspricht, multipliziert werden.
5. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Rekonstruktionsschritt d) folgende Schritte umfasst:
- eindimensionale Filterung der Messwerte in Richtung parallel zur Rotationsebene,
 - Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen, wobei jedem von einem Detektorelement gemessenen Messwert eine Linie von dem Detektorelement zur Strahlenquellenposition zugeordnet wird und jede Gruppe mehrere zueinander und zur Rotationsachse parallele Ebenen umfasst, in denen sich je ein Linienfächer (411...415) befindet,
 - Rekonstruktion der Verteilung der Streustärke aus den Messwerten, wobei eine Rückprojektion in einem Volumen, das durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und einen Wellenvektorübertrag aufgespannt ist, durchgeführt wird.

PHDE020257

- 14 -

6. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- einer Strahlenquelle (S) und einer Blenden-Anordnung (31), die sich zwischen dem Untersuchungsbereich (13) und der Strahlenquelle (S) befindet, zum Erzeugen eines einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenfächers (41),
- einer mit der Strahlenquelle (S) gekoppelten Detektoreinheit (16) mit einer Messfläche (17),
- einer Antriebsanordnung (2,5), um ein im Untersuchungsbereich (13) enthaltenes Objekt und die Strahlenquelle (S) relativ zueinander um eine Rotationsachse (14) und/oder sich parallel zur Rotationsachse (14) verschieben zu lassen,
- einer Rekonstruktionseinheit (10) zur Rekonstruktion der Verteilung der Streustärke innerhalb des Untersuchungsbereichs aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Messwerten,
- einer Steuereinheit (7) zur Steuerung der Strahlenquelle (S), der Detektoreinheit (16), der Antriebsanordnung (2,5) und der Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den Schritten a) bis d) nach Anspruch 1.

7. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Blenden-Anordnung (31), einer Detektoreinheit (16), einer Antriebsanordnung (2,5) und einer Rekonstruktionseinheit (10) eines Computertomographen mit einem Ablauf nach Anspruch 1.

PHDE020257

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographie-Verfahren mit kohärenten Streustrahlen und Computertomograph

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein

- 5 Untersuchungsbereich entlang einer kreisförmigen Trajektorie von einem fächerförmigen Strahlenbündel durchstrahlt wird. Im Untersuchungsbereich kohärent gestreute Strahlung wird durch eine Detektoreinheit gemessen, wobei aus diesen Messwerten der räumliche Verlauf der Streustärke in dem Untersuchungsbereich rekonstruiert wird. Die Rekonstruktion erfolgt mittels einer Rückprojektion in einem
- 10 Volumen, das durch zwei linear unabhängige Vektoren der Rotationsebene und einem Wellenvektorübertrag aufgespannt ist.

Fig. 1

PHDE020257

Fig. 1

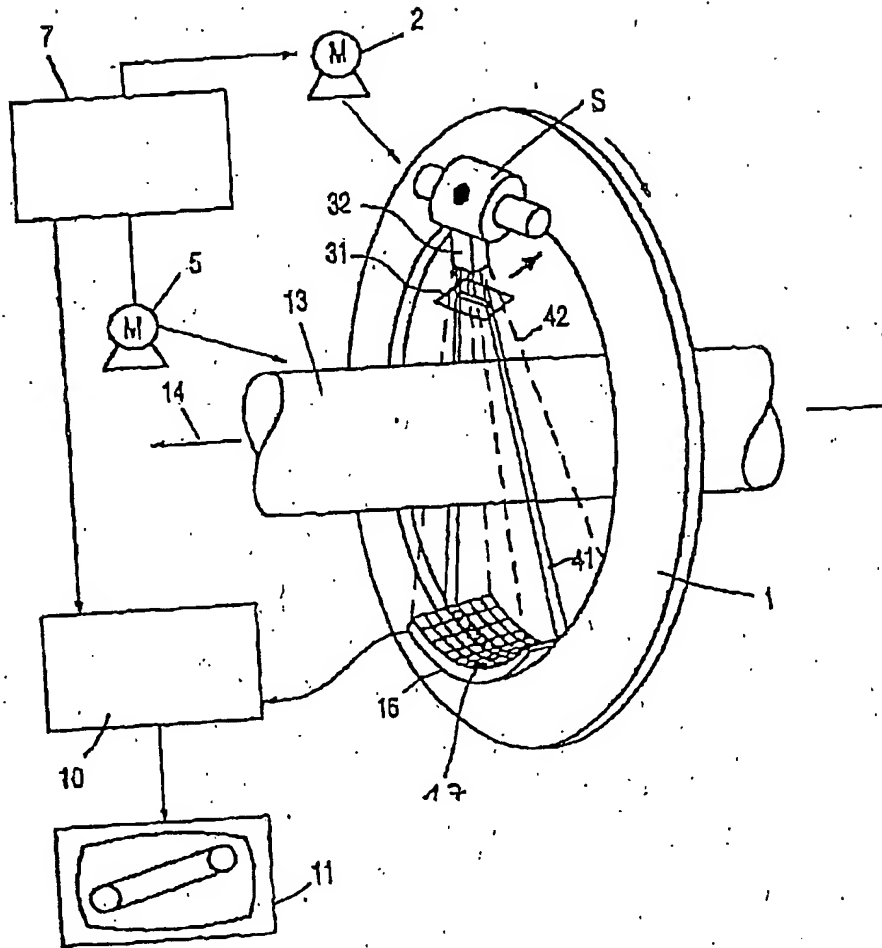


Fig. 1

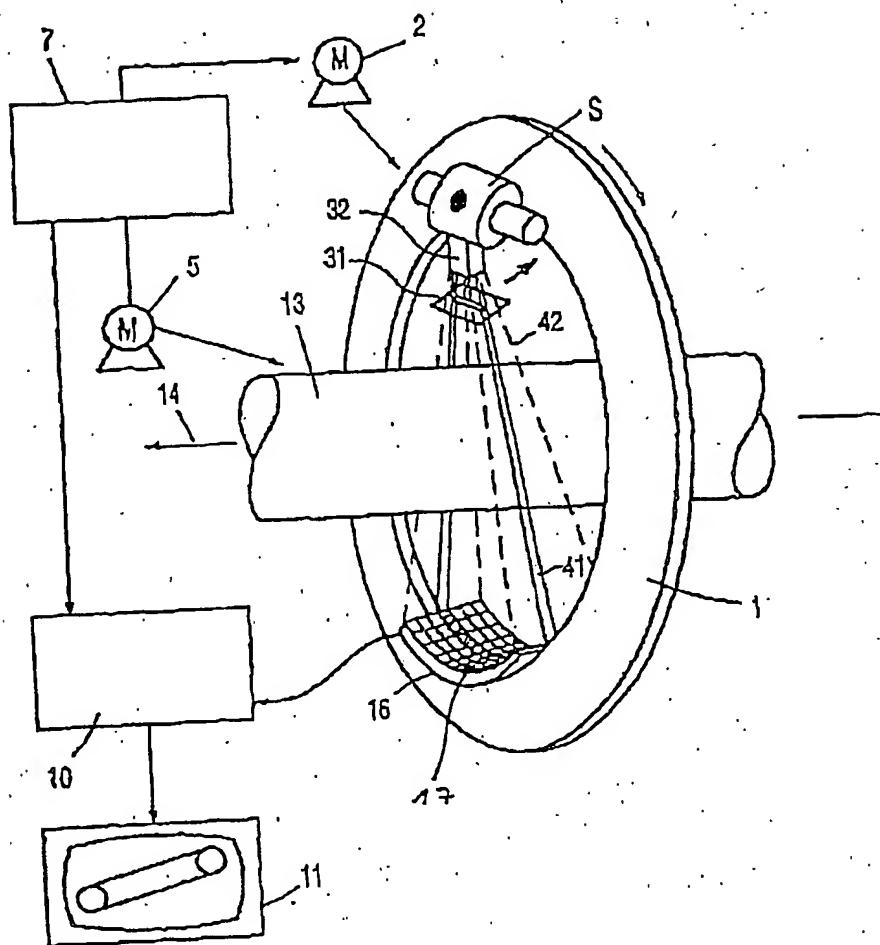


Fig. 2

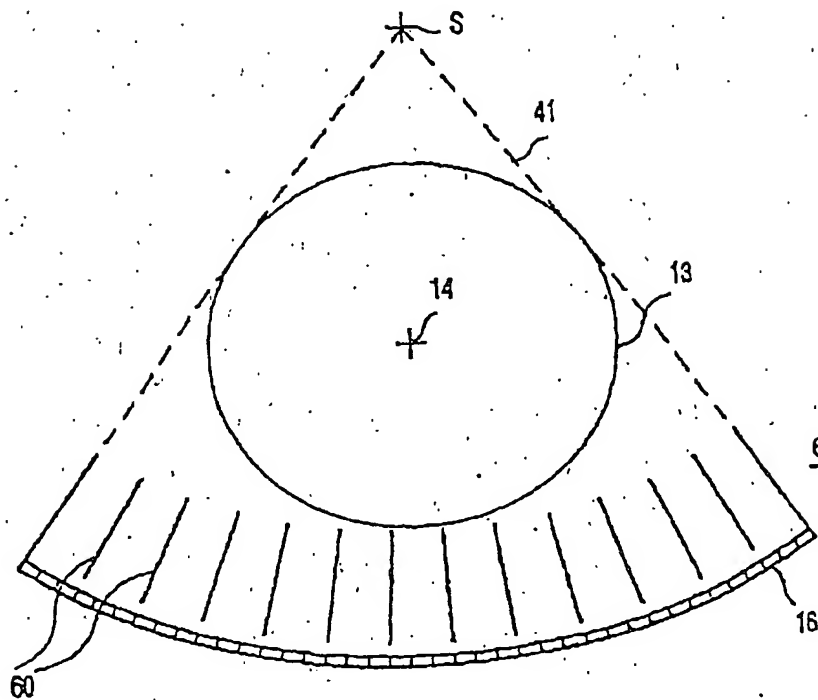
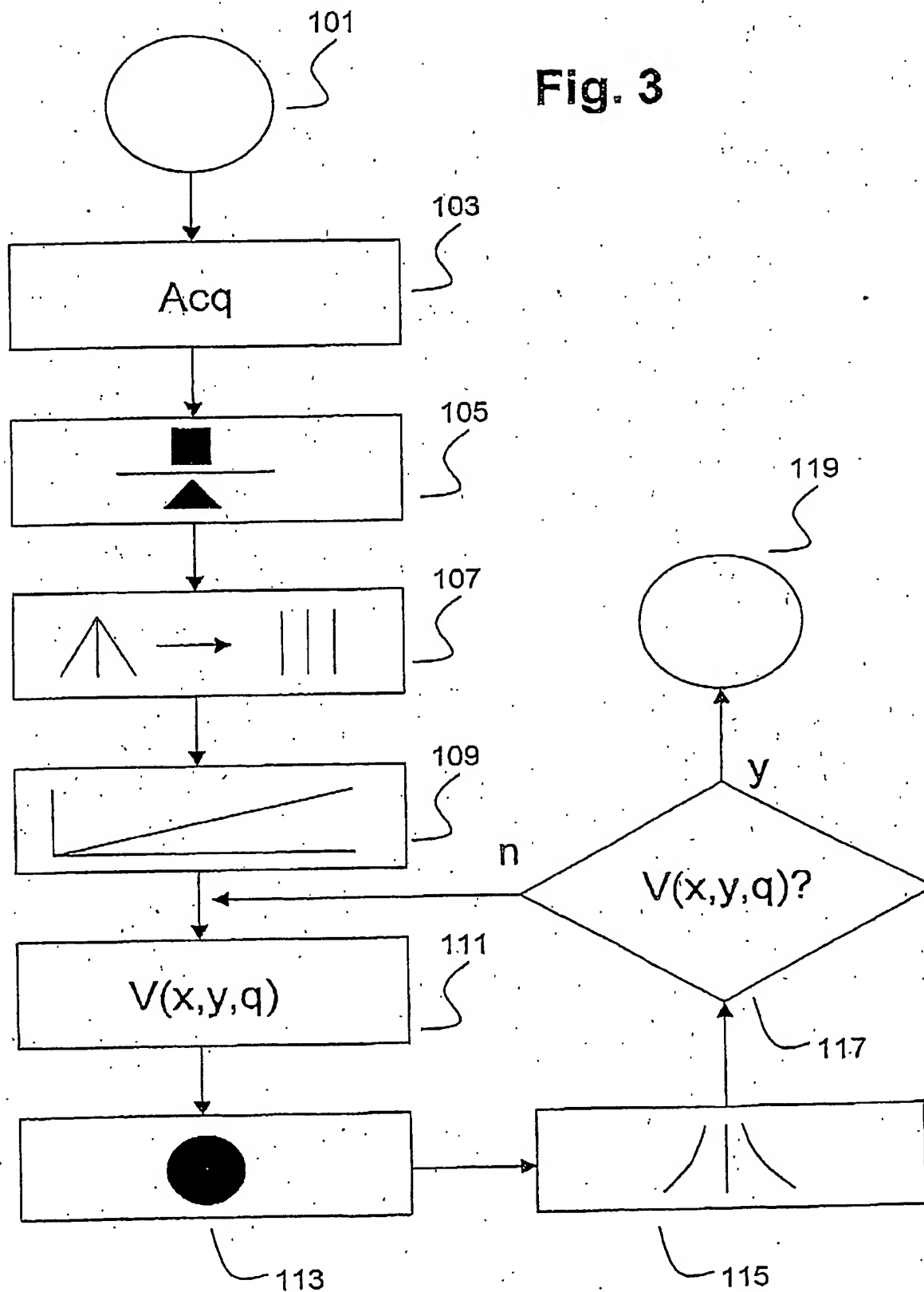


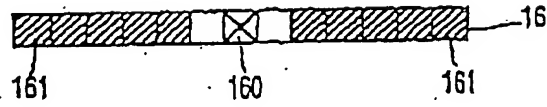
Fig. 3



PHDE020257

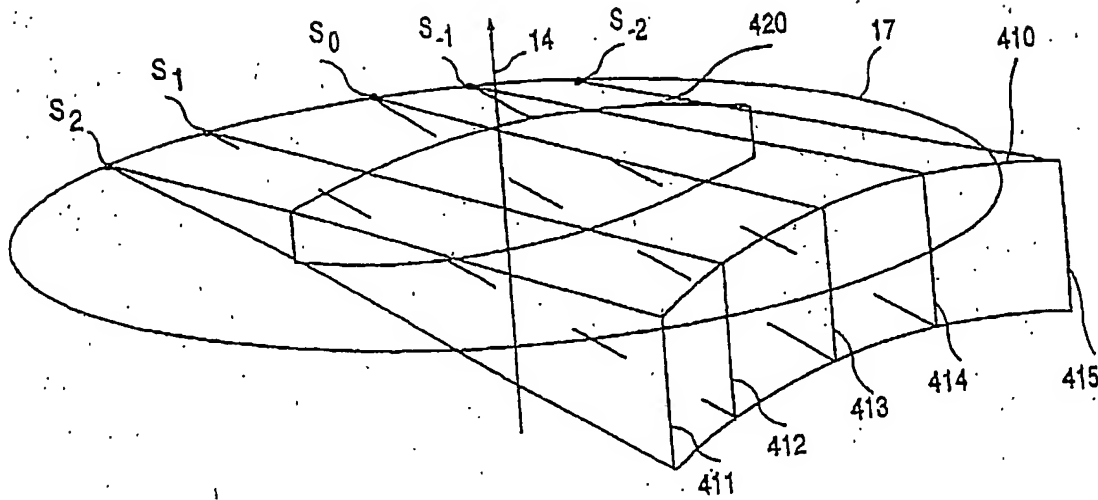
4/7

Fig. 4



BEST AVAILABLE COPY

Fig. 5

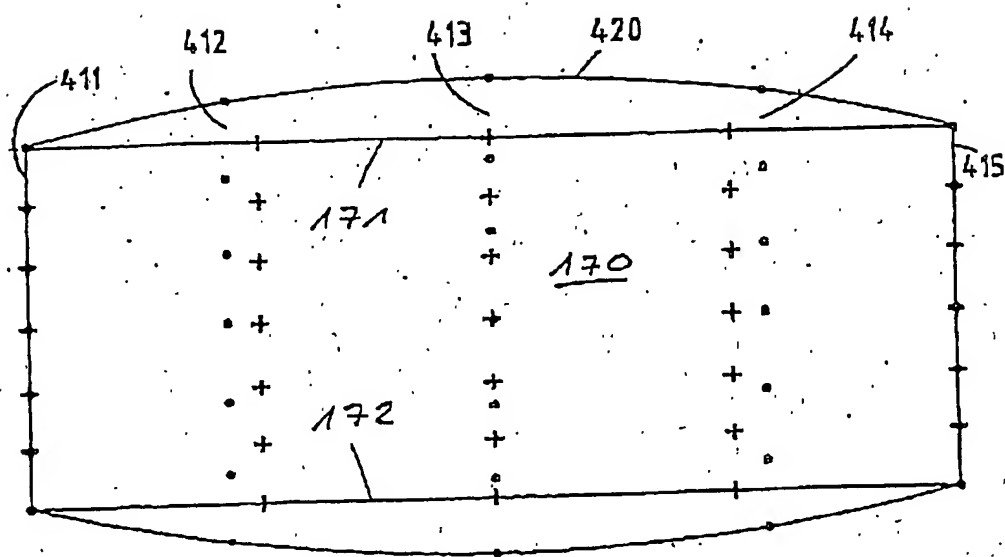


PHDE020257

5/7

BEST AVAILABLE COPY

Fig. 6

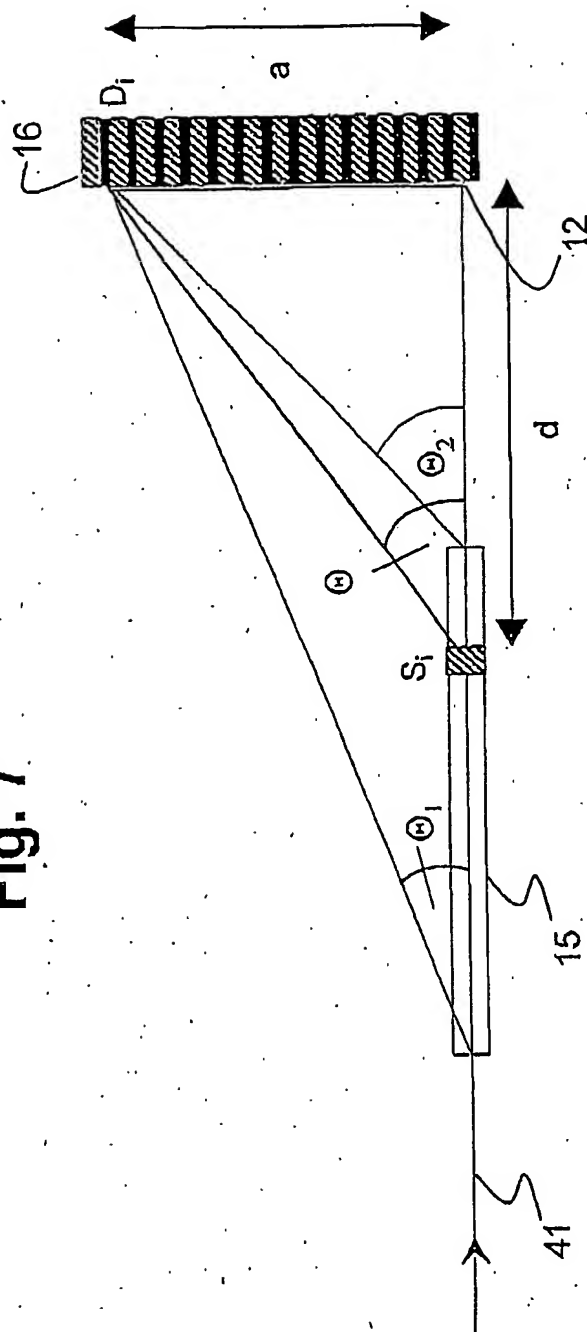


PHDE020257

6/7

BEST AVAILABLE COPY

Fig. 7



PHDE020257

7/7

BEST AVAILABLE COPY

Fig. 8

